

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

PRIORITY LETTER

Dear Sirs:

In support of Applicant's priority claim, please enter this document into the file.

Respectfully submitted,

HARNESS, DICKEY, & PIERCE, P.L.C.

By Donald J. Daley
Donald J. Daley, Reg. No. 34,313

P.O. Box 8910
Reston, Virginia 20195
(703) 668-8000

DJD:bmd

Enclosure

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

INFORMATION SHEET

Applicant(s): Björn HEISMANN; Jürgen LEPPERT; and Thomas VON DER HAAR

Application No: Unknown

Filed: September 23, 2003

For: IMAGE DETECTOR FOR X-RAY RADIATION

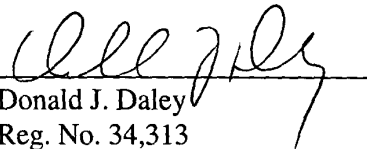
Priority Claimed Under 35 U.S.C. §119 and/or 120:

COUNTRY	DATE	NUMBER
GERMANY	9/23/2002	10244176.6

Send correspondence to : HARNESS, DICKEY & PIERCE, P.L.C.
P.O. Box 8910
Reston, VA 20195
(703) 668-8000

The above information is submitted to advise the United States Patent and Trademark Office of all relevant facts in connection with the present application. A timely executed Declaration in accordance with 37 CFR 1.64 will follow.

Respectfully submitted,

By 
Donald J. Daley
Reg. No. 34,313
P.O. Box 8910
Reston, VA 20195
(703) 668-8000

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND



Prioritätsbescheinigung über die Einreichung einer Patentanmeldung

Aktenzeichen: 102 44 176.6

Anmeldetag: 23. September 2002

Anmelder/Inhaber: Siemens Aktiengesellschaft,
München/DE

Bezeichnung: Bilddetektor für Röntgenstrahlung

IPC: G 01 T 1/29

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

München, den 28. August 2003
Deutsches Patent- und Markenamt
Der Präsident
Im Auftrag

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'Sle'.

Stremme

Beschreibung

Bilddetektor für Röntgenstrahlung

- 5 Die Erfindung betrifft einen Bilddetektor für eine Röntgen-
einrichtung.

Für die Bildgebung in der Röntgendiagnostik sind Bilddetektoren erforderlich, die die Aufzeichnung und Visualisierung von Röntgenstrahlung möglich machen. Als Bilddetektoren weit verbreitet sind röntgenempfindliche Filme, die durch die auftreffende Röntgenstrahlung belichtet werden, und die zur Bilderzeugung nach der Belichtung entwickelt werden müssen. Im Zuge der allgemeinen Bild-Digitalisierung, insbesondere aber auch im Hinblick auf die Computertomographie, sind in zunehmendem Maße Bilddetektoren gefordert, die es erlauben, ohne Umweg über eine herkömmliche Film-Aufnahme digitale Bilder zu erzeugen. Um eine entsprechende Bildauflösung zu gewährleisten, müssen sie großflächig und vielzeilig bzw. viel-

10
15
20
25
30
35

pixelliert ausgeführt sein. In der Computertomographie werden hierzu Fotodioden verwendet, die die Strahlung von aufwändig strukturierten Szintillatoren detektieren, von denen die Röntgenstrahlung in eine Strahlung geänderter Wellenlänge umgewandelt wird. In sonstigen bildgebenden Verfahren werden auch a-Si-Dioden, sogenannte FD-Dioden, verwendet, die die Strahlung sogenannter Leuchtstoffschichten auf Basis von Cäsium-Jodid und Titan detektieren. Außerdem sind auch Halbleiter-Detektoren bekannt, in denen die Röntgenstrahlung selbst unmittelbar detektiert werden kann, also ohne vorherige Änderung der Wellenlänge durch eine Leuchtstoffschicht. FD-Dioden-Detektoren, Szintillator-Detektoren und Halbleiter-Detektoren müssen aufwändig strukturiert werden. Damit sind die bekannten Bilddetektoren aufwändig im Aufbau und teuer in der Herstellung. Darüber hinaus gestatten sie keine Energieaufgelöste Detektion der Röntgenstrahlung.

Ein in der Herstellung weniger aufwändiger und damit weniger teurerer Bilddetektor basiert auf der Verwendung organischer Fotodioden. Eine derartige Diode wird in der WO 99/09603 vorgeschlagen, um eine preisgünstige und großflächig herstellbare Alternative zu herkömmlichen anorganisch basierten Bilddetektoren zu schaffen. Dort wird vorausgesetzt, dass die Strahlungsempfindlichkeit organischer Fotodioden ausreichend ist, um Bilddetektoren für sowohl Farb- als auch Schwarz-Weiß-Bilder herstellen zu können. Für die Detektion derartiger Bilder wird eine organisch basierte Fotodiode vorgeschlagen, deren Lichtempfindlichkeit durch Anlegen einer elektrischen Spannung steuerbar ist. Während die Empfindlichkeit der vorgeschlagenen Diode für sichtbares Licht ausreichend ist, ist dies für Röntgenstrahlung nicht der Fall. Auch durch Verwendung von Leuchtstoffschichten kann die Empfindlichkeit nicht ausreichend gesteigert werden.

Die vorliegende Erfindung hat sich daher zum Ziel gesetzt, einen Bilddetektor zu schaffen, der preisgünstig herzustellen ist und gleichzeitig eine ausreichende Empfindlichkeit gegenüber Röntgenstrahlung besitzt, um für eine Anwendung in der Röntgendiagnostik geeignet zu sein.

Die Erfindung erreicht dieses Ziel mit einem Bilddetektor, wie er durch die Merkmale des ersten Patentanspruchs beschrieben ist.

Der zentrale Gedanke der Erfindung besteht darin, anstelle eines einzelnen Foto-Sensors eine Vielzahl solcher Sensoren zu verwenden, die in dem Bilddetektor gestapelt sind. Der Stapel ist so angeordnet, dass die zu detektierende Röntgenstrahlung mehrere hintereinander liegende Foto-Sensoren durchlaufen kann, wodurch die Detektions-Wahrscheinlichkeit erhöht wird. Dadurch wird die Möglichkeit geschaffen, ein Röntgenquant, das nicht durch den ersten Foto-Sensor, auf den es trifft, detektiert wird, auf seinem weiteren Weg durch den dahinter liegenden zweiten oder dritten Foto-Sensor zu detek-

tieren. Um ein räumliches Bild der auftreffenden Röntgenstrahlung zu erzeugen, kann jede Schicht des Stapels mehrere, räumlich verteilt angeordnete Foto-Sensoren enthalten.

5 Eine vorteilhafte Variante der Erfindung ergibt sich, wenn jede Schicht des Stapels räumlich verteilte Foto-Sensoren trägt, die unmittelbar unter bzw. über den einzelnen Foto-Sensoren der darunter bzw. darüber liegenden Stapelschichten angeordnet sind. Dann können die Säulen übereinander liegender Foto-Sensoren jeweils gemeinsam abgefragt werden, um ein Detektionssignal für den entsprechenden Ort bzw. Bildpunkt zu erhalten.

15 Eine weitere vorteilhafte Variante der Erfindung besteht darin, die räumlich verteilten Foto-Sensoren zufällig auf den einzelnen Stapelschichten anzuordnen. Damit sind auch Überdeckungen mit den Foto-Sensoren der jeweils darüber bzw. darunter liegenden Stapelschicht zufällig. Um trotzdem eine orts aufgelöste Detektion zu ermöglichen, müssen bei dieser Variante erst diejenigen übereinander liegenden Foto-Sensoren ermittelt werden, die eine gegenseitige Überdeckung aufweisen. Die Ermittlung übereinander liegender Foto-Sensoren und die gemeinsame Auswertung von deren Detektionssignalen ist eine für einen Computer verhältnismäßig einfach zu bewerkstelligende Aufgabe und es ergibt sich der Vorteil, dass die Strukturierung der einzelnen Stapelschichten sowie die gegenseitige Anordnung der Stapelschichten sehr unaufwändig ist und sich dadurch die Herstellung sehr preisgünstig gestaltet. Hierbei ist lediglich die Anforderung zu stellen, dass die Fläche der einzelnen Foto-Sensoren gemessen an der gewünschten Orts-Auflösung des Bilddetektors ausreichend klein ist.

Ein weiterer, zusätzlicher Vorteil der Erfindung besteht darin, dass die Stapel von übereinander liegenden Foto-Sensoren eine Energie-aufgelöste Detektion der Röntgenstrahlung erlauben. Die Information über die Energie der Röntgenstrah-

lung ist dabei in der Eindringtiefe in den Foto-Sensoren-Stapel enthalten.

Eine besonders vorteilhafte Variante der Erfindung ergibt sich, wenn als Foto-Sensoren organische Fotodioden verwendet werden. Organische Dioden sind unaufwändig herzustellen und zu strukturieren. Aufgrund ihrer Flexibilität weisen sie eine besonders gute Anpassbarkeit an unterschiedliche Detektor-Geometrien an.

Weitere vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sind Gegenstand der Unteransprüche.

Die Erfindung wird nachfolgend anhand von Figuren beschrieben. Es zeigen dabei:

FIG 1 Einschichtiger Bilddetektor gemäß Stand der Technik

FIG 2 Matrix-artige räumliche Anordnung von Fotodioden

FIG 3 Zufällige räumliche Anordnung von Fotodioden

FIG 4 Mehrschichtiger Bilddetektor gemäß der Erfindung

In **Figur 1** ist ein Röntgen-Bilddetektor gemäß Stand der Technik dargestellt. Auf der Trägerfolie 1 ist eine Leuchtstoffschicht 2 aufgebracht. Diese wird von der zu detektierenden Strahlung 4 angeregt, Strahlung einer geänderten Wellenlänge zu emittieren. Auf der anderen Seite der Trägerfolie 1 sind organische Foto-Sensoren 3, hier Fotodioden, aufgebracht, die in der Lage sind, die von der Leuchtstoffschicht 2 emittierte Strahlung zu detektieren.

Die organischen Fotodioden 3 arbeiten als aktive Bilddetektoren, d.h. bei Anregung durch Strahlung setzen sie Ladungsträger frei, die dann unmittelbar detektiert werden. Eine Detektion erfolgt also immer unmittelbar zu dem Zeitpunkt des Auf-

treten von Strahlung. Aktive Bild-Detektoren stehen damit im Gegensatz zu passiven Bild-Detektoren wie CCDs (Charge Coupled Device), die, angeregt durch Strahlung, Ladungsträger freisetzen und so lange speichern, bis die Ladungsträger-Speicher ausgelesen werden. Die Funktion von CCDs basiert auf einem speziell angepassten Halbleiter-Bänder-Modell, das mit anorganischen Halbleiter-Werkstoffen realisiert wird. Die Ladungsträger werden registerweise, z.B. mit einem Kanal je Detektor-Reihe, ausgelesen, wozu ein aufwändiger Aufbau erforderlich ist, der nur ein verhältnismäßig langsames Auslesen von Bildern ermöglicht.

Die elektrische Kontaktierung, die erforderlich ist, um die einzelnen Fotodioden 3 der Erfindung auszulesen, ist in Figur 1 nicht näher dargestellt. Es ist jedoch offensichtlich, dass aufgrund des Fehlens von Registern und Ladungsträger-Speichern jede Fotodiode 3 mit mindestens einem eigenen elektrischen Kontakt versehen sein muss, um einzeln ausgelesen werden zu können. Eine Variante der Erfindung sieht vor, dass der zweite elektrische Kontakt jeder Fotodiode 3, der zum Auslesen erforderlich ist, allen Fotodioden 3 gemeinsam ist. Zu diesem Zweck kann beispielsweise die Trägerfolie 1 neben ihrer mechanischen Funktion als Träger oder die Leuchtstoffschicht 2 eine zusätzliche, elektrische Funktion als gemeinsamer Kontakt für alle Fotodioden 3 erfüllen. Dazu ist die jeweilige Folie entweder aus leitfähigem Material herzustellen, oder die Grenzschicht zu den Fotodioden 3 ist mit einer leitfähigen Oberfläche zu versehen, z.B. mit einer Schicht von transparentem, leitfähigem Indium-dotiertem Zinn-Oxid (ITO).

Eine besonders einfache Verarbeitung wird dadurch ermöglicht, dass die Trägerfolie 1 ebenso wie die Fotodioden 3 aus organischem Werkstoff gefertigt ist, da sie dann flexibel und mit den organischen Fotodioden 3 einfach zu verbinden ist. Je nach Anforderung kann die Trägerfolie 1 jedoch auch aus anorganischen, halbleitenden Materialien, wie Silizium, herge-

stellt sein. In jedem Fall muss die Trägerfolie 1 ausreichend transparent sein, um die Strahlung zu den Fotodioden 3 passieren zu lassen.

5 Um eine orts aufgelöste Bilddetektion zu ermöglichen, sind die Fotodioden 3 auf der Trägerfolie 1 entweder linear oder zweidimensional verteilt angeordnet. Der Grad der Orts-Auflösung ergibt sich aus der Größe der einzelnen Fotodioden 3, während der Absorptions-Grad im wesentlichen von der Leuchtstoffs-
10 schicht bestimmt wird. Je nach Herstellungsverfahren des Bilddetektors können die Fotodioden 3 gleichmäßig, z.B. als Matrix, auf der Trägerschicht angeordnet sein, oder zufällig. Davon abhängig ergeben sich unterschiedliche Anforderungen an die elektrische Kontaktierung und die Strukturierung der Fo-
15 todioden 3.

Figur 2 zeigt eine Matrix-artige Anordnung der Fotodioden 3. Bei einer solchen Anordnung wird eine der Fotodioden-Struktur gleichende elektrische Kontakt-Struktur mit identischer Matrix-artiger Anordnung gewählt werden. Die elektrische Kontakt-Struktur basiert auf einer Kontakt-Trägerschicht 5, auf der die elektrischen Kontakte 7 also ebenfalls Matrix-artig angeordnet sind und den Fotodioden 3 gegenüber liegen, so dass jeder Kontakt 7 genau eine Fotodiode 3 kontaktiert. Die
25 identisch angeordneten Fotodioden 3 und elektrischen Kontakte 7 liegen dann deckungsgleich übereinander, so dass jede Fotodiode 3 mit einem elektrischen Kontakt 7 in Verbindung ist.

Figur 3 zeigt eine zufällige Anordnung der Fotodioden 3. Bei einer solchen Anordnung wird eine der Fotodioden-Struktur ähnelnde, ebenfalls dem Zufall unterliegende elektrische Kontakt-Struktur gewählt. Die elektrische Kontakt-Struktur basiert auf einer Kontakt-Trägerschicht 5, auf der elektrische Kontakte 7 ebenso zufällig angeordnet sind wie die Fotodioden
30 3. Es wäre nämlich undenkbar, die zufällige räumliche Anordnung der Fotodioden 3 gezielt nachzubilden, um die Fotodioden 3 einzeln kontaktieren zu können. Stattdessen wird eine Kon-

takt-Struktur in einer zufälligen Anordnung aber mit Struktur-Elementen in ungefähr der gleichen Größe wie bei der Fotodioden-Struktur gewählt. Die elektrische Kontakt-Struktur sieht also grundsätzlich genauso wie die Fotodioden-Struktur aus und liegt ihr gegenüber. Die gegenseitige Überdeckung von Fotodioden 3 und Kontakten 7 ist rein zufällig und es ist ebenso dem Zufall überlassen, welche Fotodiode 3 mit welchem Kontakt 7 in Verbindung kommt. Es ist denkbar, dass teilweise mehrere Fotodioden 3 von einem einzigen Kontakt 7 gemeinsam kontaktiert werden, teilweise einzelne Fotodioden 3 gar nicht. Die Ortsauflösung hängt dann nicht alleine von der Größe der Fotodioden 3 ab, sondern auch von der Struktur der elektrischen Kontakte 7. Es ist offensichtlich, dass die Fotodioden 3 wesentlich kleinere Abmessungen aufweisen müssten als die einzelnen Bildpunkte in der gewünschten Orts-Auflösung.

Es wäre auch möglich, die Fotodioden 3 nicht zu strukturieren sondern als durchgängige Schicht aufzubringen. Die einzelnen Detektor-Punkte würden dann allein durch die Struktur der elektrischen Kontakte 7 vorgegeben werden, die wie in den vorhergehenden Figuren 2 und 3 erläutert z.B. matrix-artig oder zufällig gestaltet sein könnte. Dann würde jeder elektrische Kontakt 7 einen Detektor-Punkt und damit einen Bildpunkt darstellen. Bei einer solchen Strukturierung würden die Ladungsträger, die durch Detektionsergebnisse in der Fotodiode 3 erzeugt werden, jeweils durch den am nächsten gelegenen elektrischen Kontakt 7 wahrgenommen werden.

Figur 4 zeigt einen Röntgen-Bilddetektor gemäß der Erfindung, der aus einem Stapel von Detektor-Folien besteht, wie sie in den vorhergehenden Figuren 1, 2, 3 dargestellt sind. Der dargestellte Stapel von Folien besteht aus einer Abfolge von einer Leuchtstoffschicht 2, einer Trägerfolie 1, einer Ebene von organischen Foto-Sensoren 3, hier Fotodioden, dann wieder einer Leuchtstoffschicht 2 etc... Er kann mit bekannten Herstellungsverfahren wie Druck-, Laminier- oder Guss-Verfahren

hergestellt werden. Der Detektor-Folienstapel wird so ausgerichtet, dass die zu detektierende Strahlung 4 die einzelnen Detektor-Folien des Stapels nacheinander durchlaufen kann. In jeder der durchlaufenen Detektor-Folien wird die Strahlung 4 entweder detektiert oder sie durchläuft die Detektor-Folie. Die Wahrscheinlichkeit einer Detektion der Strahlung 4 erhöht sich damit mit der Anzahl der gestapelten Detektor-Folien. Dadurch wird die Detektions-Wahrscheinlichkeit z. B. bei Verwendung von drei Detektor-Folien verdreifacht; im Wesentlichen erhöht sich die Detektions-Wahrscheinlichkeit um den selben Faktor wie Anzahl der Schichten des Detektor-Folienstapels.

9 Damit der Detektor-Folienstapel wie beschrieben genutzt werden kann, müssen die einzelnen Folien des Stapels für die zu detektierende Strahlung 4 hinreichend transparent sein. Zum einen sind also ausreichend transparente Materialien für die Leuchtstoffschicht 2, für die Trägerfolie 1 und für die Fotodiode 3 zu verwenden, zum anderen ist darauf zu achten, dass die Grenzschichten zwischen den einzelnen Folienbestandteilen und den benachbarten Folien ebenfalls ausreichend transparent sind. Um Streuungen und Reflexionen der zu detektierenden Strahlung 4 zu vermeiden und damit eine hohe Detektions-Wahrscheinlichkeit und eine exakte Orts-Auflösung zu gewährleisten, müssen die Oberflächengüte und die Brechungs-Indizes der Materialien an den Material-Grenzschichten im Folienstapel angepasst sein. Die Oberfläche sollte umso glatter sein, je unterschiedlicher die Brechungsindizes der aneinandergrenzenden Schichten sind.

30 Durch Verwendung des beschriebenen Detektor-Folienstapels kann gleichzeitig eine hohe Orts-Auflösung bei hoher Detektions-Wahrscheinlichkeit, der sogenannten Quantenausnutzung, erreicht werden. Dabei hängt die Orts-Auflösung von der Fotenschichtdicke ab, da die Quanten der Strahlung beim Durchlaufen der Folie umso häufiger abgelenkt werden, je weiter sie die Folie durchlaufen. Die Absorptionswahrscheinlichkeit

hängt ebenfalls von der Folienschichtdicke ab, da die Detektion eines Quants umso wahrscheinlicher wird, je weiter der Weg ist, den es in der Folie zurücklegen muss. Sie hängt weiter auch vom Leuchtstoff ab, da ein Quant diesen zum Leuchten
5 bringen muss, um detektiert werden zu können. Die Detektions-Wahrscheinlichkeit wächst deswegen mit zunehmender Dichte des Leuchtstoffs und mit wachsender Anzahl der Leuchtstoffschichten 2.

10 Darüber hinaus erlaubt der beschriebene Detektor-Folienstapel auch eine Energie-aufgelöste Detektion der Strahlung 4. Die Energie-Information wird durch Auswertung Signale der einzelnen Detektor-Folien des Stapels ermittelt. Die Energie-Information ist dabei in der Eindringtiefe der Strahlung 4 in den
15 Detektor-Folienstapel enthalten. Je mehr Energie die zu detektierende Strahlung 4 besitzt, desto tiefer kann sie in den Folienstapel eindringen, weil sie durch Anregungen im Detektor-Folienstapel ihre Energie nicht auf einmal verliert, sondern erst nach und nach. Die Anzahl von Detektions-Ereignissen und die Tiefe der Detektions-Ereignisse im Folien-Stapel
20 wächst daher mit zunehmender Energie der zu detektierenden Strahlung 4. Dabei spielt es keine Rolle, welche Art von Detektor, ob a-Si, organisch oder Halbleiter, verwendet wird.

25 Die Fotodioden-Schichten weisen eine Dicke von wenigen bis einigen 100 nm auf, ungefähr zwischen minimal 300 nm und maximal 10.000 nm. Die Schichtdicken sind so bemessen, dass die Größe der elektrischen Signale aus jeder Schicht in etwa gleich groß ist. Das erleichtert die spektrale Analyse der
30 detektierten Strahlung im Hinblick auf die Ermittlung von Dichte ρ und Ordnungszahl Z des untersuchten Objekts erleichtert. Um dies zu erreichen, muss die Absorptions-Wahrscheinlichkeit in den zuerst von der Strahlung durchlaufenen Schichten geringer sein, in den später durchlaufenden Schichten
35 höher, weil die Intensität der Strahlung beim Durchlaufen des Stapels mit jedem Absorptionseignis nach und nach geringer wird.

Die Absorptions-Wahrscheinlichkeit kann zum einen durch eine Zunahme der Dicke der Leuchtstoffschichten 2, zum anderen durch eine Zunahme der Dicke der Fotodioden-Schichten 3 erhöht werden. Daher nimmt die Dicke mindestens eine der beiden Schichten mit wachsender Entfernung von der Bildquelle zu, das heißt in der Reihenfolge, in der sie von der zu detektierenden Strahlung durchlaufen werden. Weist der Detektor keine Fotodioden-Schichten 3 auf, muss zwangsläufig die Dicke der die dünneren Schichten durch intensivere Röntgen-Strahlung, und umgekehrt die dickeren Schichten durch weniger intensive Röntgen-Strahlung beleuchtet werden und dass die in jeder Schicht absorbierten Strahlungsanteile in etwa gleich groß sind. Statt der Dicke können jedoch auch die Schichtmaterialien so variiert werden, dass die Absorptionswahrscheinlichkeiten zunimmt, z.B. durch eine zunehmende Dichte oder zunehmend empfindlichere Leucht- oder Fotodioden-Materialien.

Die tatsächlich zu wählenden Schichtdicken ergeben sich in bekannter Weise in Abhängigkeit vom Material der Leuchtstoffschichten 2 und vom Primär-Spektrum der Röntgenquelle.

Neben der Möglichkeit, den Absorptions-Grad und die in Abhängigkeit von Detektions-Ereignissen erzeugte Signal-Höhe durch die Schichtdicke zu beeinflussen, kann hierzu alternativ oder ergänzend auch die Beschaffenheit der Schichten verändert werden. Dazu muss die Detektions-Empfindlichkeit der Schichtmaterialien in der Reihenfolge, in der sie von der zu detektierenden Strahlung durchlaufen werden, zunehmen.

Jede Fotodioden-Schicht detektiert orts aufgelöst das Licht der darüber liegenden Leuchtstoff- oder Szintillatorschicht. Die gesamte Absorption durch Detektion sollte für medizinische Anwendungen bei mindestens 95 % der einfallenden Röntgen-Strahlung liegen.

Die Ströme der Fotodioden 3 werden entweder seitlich aus dem Schichtstapel herausgeführt oder unterhalb jeder einzelnen Fotodiode 3 in einer strahlungsunempfindlichen Elektronik-Schicht A/D-gewandelt. In beiden Ausführungen sind seitliche
5 Kontakte vorzusehen, die im einen Fall analoge, im andere digitale Signale führen.

Die Leuchtstoffschichten 2 sind als Szintillatorschichten z.B. aus GdOS oder ZnSE in keramischer oder Pulverform ausgeführt. Die pulverbasierte Ausführung würde eine größere Flexibilität des Schichtstapels ermöglichen.
10

Für die Auswertung der Signale der Fotodioden 3 im Folienstapel wird ein Mikroprozessor verwendet. Dem Mikroprozessor
15 müssen zunächst die Signale von im Folienstapel übereinander liegenden Fotodioden 3 zugeführt werden. Sind die Fotodioden 3 der einzelnen Folien gleichmäßig angeordnet, z.B. matrixförmig, so wird ein Ortsaufgelöstes Detektions-Signal durch gemeinsame Auswertung der unmittelbar übereinander liegenden
20 Fotodioden 3 erhalten. Sind die Fotodioden 3 dagegen zufällig auf den Folien angeordnet, besteht zum einen die Möglichkeit, dass die elektrische Kontaktierung der einzelnen Fotodioden 3 innerhalb gleichmäßiger Areale von Fotodioden 3 erfolgt, dass also die elektrischen Kontakte gleichmäßig, z.B. matrixförmig, angeordnet sind. Das Ortsaufgelöste Detektions-Signal
25 wird dann von übereinander liegenden Kontakten erhalten. Die Anzahl der von jedem elektrischen Kontakt erfassten Fotodioden 3 ist dabei zufällig. Weiter kann bei zufälliger Anordnung der Fotodioden 3 auf den Folien jede Fotodiode 3 einzeln
30 kontaktiert sein. Dann ist es erforderlich, eine Kalibration durchzuführen, bei der übereinander liegende Fotodioden 3 ermittelt werden, um anschließend gemeinsam ausgewertet werden zu können. Hierzu kann zum Beispiel erfasst werden, welche Kontakte auf einen einzelnen, fokussierten Teststrahl senkrecht durch den Folienstapel ansprechen. Die Zuordnung der
35 einzelner Kontakte zu einer gemeinsam auszuwertenden Säule von übereinander liegenden Kontakten und damit auch Fotodio-

den 3 wird dann im Speicher des Mikroprozessorsystems abgelegt. Vorteilhafter Weise können Energie-aufgelöste Messungen ebenso Ortsaufgelöst erfolgen.

5 Während die Auswertung der Daten zur eigentlichen Bilderzeugung auf jeden Fall im Mikroprozessor erfolgt, kann die Zuordnung übereinander liegender Fotodioden 3 zu gemeinsam auszuwertenden Gruppen, die jeweils eigene ortsaufgelöste Detektions-Signale darstellen, entweder im Mikroprozessor oder in
10 einer eigens hierfür vorgesehenen elektronischen Hardware erfolgen. Die Auswertung der Detektions-Signale, die derart durch die elektronische Hardware zusammengefasst wurden, erfolgt dann wiederum im Mikroprozessor.

15 Die Erfindung kann auch unter Verwendung anderer Foto-Sensoren als Fotodioden realisiert werden. Je nach Eigenschaft des zu verwendenden Foto-Sensors kann sich dabei ein geänderter Aufbau des Folien-Stapels ergeben, insbesondere würde bei Verwendung eines Halbleiter-Detektors keine Leuchtstoff-
20 schicht verwendet werden.

Die beschriebene Erfindung ermöglicht die preisgünstige Herstellung eines Bilddetektors hoher Detektions-Wahrscheinlichkeit, der darüber hinaus die Möglichkeit Energie-auflösender
25 Messungen bietet. Vorzugsweise wird der Bilddetektor unter Verwendung organischer Fotodioden komplett in Folientechnologie aufgebaut. Die Vorteile organischer Dioden lassen sich hervorragend mit den Vorteilen des Stapel-Aufbaus gemäß der Erfindung kombinieren.

Patentansprüche

1. Bilddetektor für elektromagnetische Strahlung (4), insbesondere für Röntgenstrahlung, mit einer Trägerschicht (1) und
5 mit einem von dieser Trägerschicht getragenen Foto-Sensor (3), die beide für die elektromagnetische Strahlung (4) eine nicht verschwindende Transparenz aufweisen,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass zwei oder mehrere Trägerschichten (1) sowie davon getragene Foto-Senso-
10 ren (3) übereinander angeordnet sind, so dass sie von der elektromagnetischen Strahlung (4) nacheinander durchlaufen werden können.

2. Bilddetektor nach Anspruch 1,
15 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass jede Trägerschicht (1) eine Vielzahl von Foto-Sensoren (3) trägt, die auf der jeweiligen Trägerschicht (1) räumlich angeordnet sind, die in Abhängigkeit von der Detektion elektromagnetischer Strahlung elektrische Signale erzeugen, und die jeweils
20 einzeln oder innerhalb einzelner Areale gemeinsam elektrisch kontaktiert sind, so dass die elektromagnetische Strahlung (4) räumlich aufgelöst detektiert werden kann.

3. Bilddetektor nach Anspruch 2,
25 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die einzelnen Foto-Sensoren (3) oder Foto-Sensor-Areale jeder Trägerschicht (1) jeweils deckungsgleich oder überlappend über und/oder unter den einzelnen Foto-Sensoren (3) oder Foto-Sensor-Arealen (3) der anderen Trägerschichten (1) angeordnet
30 sind.

4. Bilddetektor nach Anspruch 2,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die einzelnen Foto-Sensoren (3) oder Foto-Sensor-Areale jeder Trä-
35 gerschicht (1) zufällig angeordnet sind, so dass Foto-Sensoren (3) oder Foto-Sensor-Areale, die zufällig über und/oder unter den Foto-Sensoren (3) oder Foto-Sensor-Arealen anderer

Trägerschichten (1) angeordnet sind, zur räumlich aufgelösten Detektion der zu detektierenden Strahlung (4) gemeinsam genutzt werden können.

5 5. Bilddetektor nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass als Foto-
Sensoren (3) organische Fotodioden verwendet werden.

10 6. Bilddetektor nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass zusätzlich
zu den Trägerschichten (1) und Foto-Sensoren (3) mindestens
eine Leuchtstoffschicht (2) vorhanden ist, die für die elekt-
romagnetische Strahlung eine nicht verschwindende Transparenz
15 aufweist, und die durch die elektromagnetische Strahlung (4)
dazu angeregt werden kann, eine Strahlung geänderter Wellen-
länge abzugeben, wobei die Strahlung geänderter Wellenlänge
durch die Foto-Sensoren (3) besonders gut detektiert werden
kann.

20 7. Bilddetektor nach Anspruch 6,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass mindestens
eine Leuchtstoffschicht (2) oder Trägerschicht (1) einen ge-
meinsamen elektrischen Kontakt für die an sie angrenzenden
Foto-Sensoren (3) bildet.

25

8. Bilddetektor nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die
Schichtdicken und/oder Schicht-Materialien der einzelnen Ebe-
nen von Foto-Sensoren (3) so variiert werden, dass alle Ebe-
30 nen von Foto-Sensoren (3) ungefähr gleich große Detektions-
Signale erzeugen, wenn sie von der elektromagnetischen Strah-
lung (4) nacheinander durchlaufen werden.

9. Bilddetektor nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
35 d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , dass die
Schichtdicken der Foto-Sensoren (3) in der Reihenfolge, in

der sie von der elektromagnetischen Strahlung (4) durchlaufen werden, zunehmen.

Zusammenfassung

Bilddetektor für Röntgenstrahlung

5 Die Erfindung betrifft einen Bilddetektor für elektromagnetische Strahlung (4), insbesondere für Röntgenstrahlung, mit einer Trägerschicht (1) und mit einem von dieser Träger-
schicht getragenen Foto-Sensor (3), die beide für die elektromagnetische Strahlung (4) eine nicht verschwindende Trans-
10 parenz aufweisen. Der Bilddetektor zeichnet sich dadurch aus, dass zwei oder mehrere Trägerschichten (1) sowie davon getragene Foto-Sensoren (3) übereinander angeordnet sind, so dass sie von der elektromagnetischen Strahlung (4) nacheinander durchlaufen werden können.

15

FIG 4

FIG 1

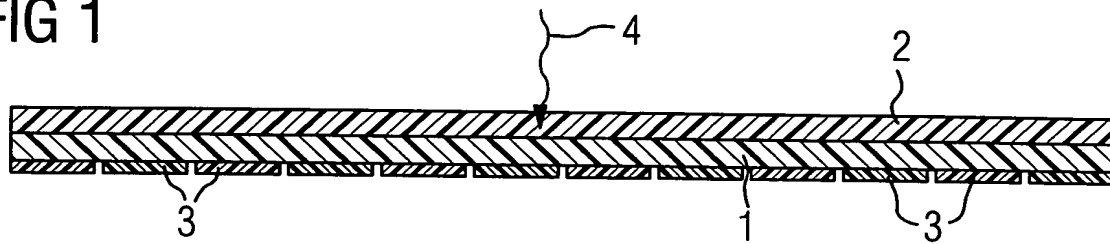


FIG 2

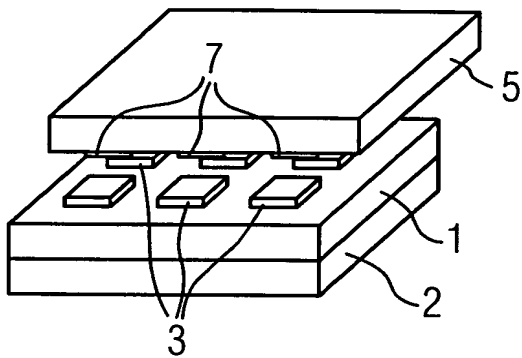


FIG 3

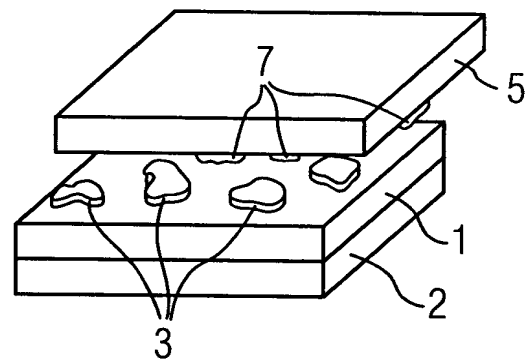


FIG 4

